

SVEUČILIŠTE U SPLITU
MEDICINSKI FAKULTET

Ante Dundić

ISPITIVANJE INTENZITETA SVJETLOSTI POLIMERIZACIJSKIH
UREĐAJA U ORDINACIJAMA DENTALNE MEDICINE U GRADU SPLITU

Diplomski rad

Akadska godina:

2016. /2017.

Mentor:

doc. dr. sc. Ivana Medvedec Mikić, dr. med. dent.

Split, rujan 2017. godine

SVEUČILIŠTE U SPLITU
MEDICINSKI FAKULTET

Ante Dundić

**ISPITIVANJE INTENZITETA SVJETLOSTI POLIMERIZACIJSKIH
UREĐAJA U ORDINACIJAMA DENTALNE MEDICINE U GRADU SPLITU**

Diplomski rad

Akadska godina:

2016. /2017.

Mentor:

doc. dr. sc. Ivana Medvedec Mikić, dr. med. dent.

Split, rujan 2017. godine

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1. Kompozit	2
1.1.1. Sastav kompozita	3
1.1.2. Podjela kompozita	5
1.2. Polimerizacija	6
1.2.1. Prednosti i nedostaci svjetlosno polimerizirajućih sustava	7
1.2.2. Polimerizacijsko skupljanje kompozitnih smola	7
1.3. Polimerizacijski uređaji	9
1.3.1. Halogeni polimerizacijski uređaji	9
1.3.2. Plazma polimerizacijski uređaji	10
1.3.3. LED polimerizacijski uređaji	11
2. CILJ ISTRAŽIVANJA	16
3. MATERIJALI I METODE ISTRAŽIVANJA	18
3.1. Prikupljanje i obrada podataka	19
3.2. Statistička analiza podataka	20
4. REZULTATI	21
5. RASPRAVA	27
6. ZAKLJUČAK	31
7. POPIS CITIRANE LITERATURE	33
8. SAŽETAK	38
9. SUMMARY	40
10. ŽIVOTOPIS	42

Najveće hvala mojim roditeljima, bratu i prijateljima na podršci i savjetima kroz cijeli život. Zahvaljujem se svim profesorima, asistentima i ostalim kolegama koji su mi prenosili znanje i vještine. Posebno hvala mojoj mentorici, doc.dr.sc. Ivani Medvedec Mikić, koja mi je pomagala i stručno me vodila kroz izradu ovog diplomskog rada.

1. UVOD

1.1. Kompozit

Kompozit je univerzalno korišten restaurativni materijal u boji zuba za izravnu primjenu u dentalnoj medicini. Razvijen je 1962. godine kombiniranjem dimetilakrilata (epoksidna smola i metakrilna kiselina) sa silaniziranim kvarcnim prahom (1). Prvi kompozitni materijali koristili su se isključivo za restauracije na prednjim zubima zbog lošijih mehaničkih svojstava. Prije izuma svjetlosno polimerizirajućih kompozita, autopolimerizirajući kompoziti bili su najčešće korišten materijal. Najveći nedostaci takvih materijala bili su dugo vrijeme polimerizacije (24 sata) i nepostojanost na sobnoj temperaturi, što je uvjetovalo potrebu za skladištenjem na temperaturi ispod 8 °C. Ultraljubičasti svjetlosno polimerizirajući kompozit bio je prvi materijal sa svjetlosno induciranom polimerizacijom. Dugo zagrijavanje aparata prije početka rada, ograničena dubina polimerizacije (1-2 mm) i izlaganje pacijenta ultraljubičastom zračenju glavni su nedostaci tih materijala. Sljedeći korak u razvoju bili su kompoziti koji se polimeriziraju pomoću vidljivog svjetlosnog spektra koje koristimo i danas (2, 3). Zahvaljujući svojim svojstvima (estetika, adhezija na zubna tkiva), kompozit je preuzeo ulogu najčešće korištenog materijala za izradu ispuna koja je prethodno pripadala amalgamu.



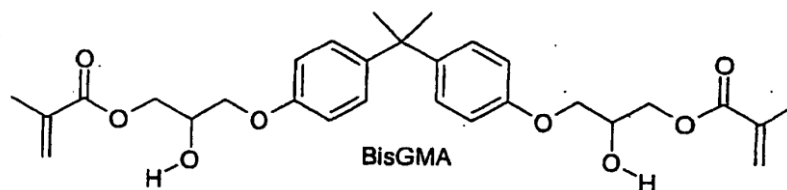
Slika 1. Tubica kompozita. Preuzeto s:

<http://www.peninsuladentalexcellence.com/wp-content/uploads/2012/06/Composite-Filling-Material.jpg>

1.1.1. Sastav kompozita

Kompozit je kombinacija više kemijski različitih materijala s jasnim graničnim spojem između komponenti i sa svojstvima boljim od pojedinačnih komponenti. Kompozit se sastoji od organske smolaste matrice, anorganskih čestica punila i svezujućeg sredstva, a u sastav ulaze i stabilizatori boje, inhibitori polimerizacije, pigment i aktivatorski sustav.

Organska smolasta matrica sastoji se uglavnom od Bis-GMA (bisfenol-A-glicidil metakrilat). Upitna stabilnost boje i visoka viskoznost su nedostaci organske smolaste matrice. Budući da je Bis-GMA visoko viskozna, miješa se s niskomolekularnim monomerima kao što je TEGDMA (trietilenglikol dimetakrilat). Smanjenjem udjela Bis-GMA i povećanjem udjela TEGDMA-e dolazi do povećanja polimerizacijskog skupljanja (4). Povećanjem udjela Bis-GMA povećava se vlačna čvrstoća, a smanjuje se fleksibilnost kompozita (5).



Slika 2. Kemijska struktura Bis-GMA. Preuzeto s:

<https://www.google.com/patents/EP1778164B1?cl=en>

Anorganske čestice punila su kvarc, keramika ili silikati. S povećanjem udjela čestica punila smanjuju se polimerizacijska kontrakcija, koeficijent linearne ekspanzije i apsorpcija vode. S druge strane, povećanjem udjela punila, povećavaju se tlačna i vlačna čvrstoća, modul elastičnosti te otpornost na habanje (6). Osim udjela punila, na svojstva kompozita utječe i veličina čestica samog punila, a ono može biti: makro punilo (10-100 μm), midi punilo (1-10 μm), mini punilo (0,1-1 μm), mikro punilo (0,01-0,1 μm) i nano punilo (0,005-0,01 μm) (7, 8).

Stabilna veza između čestica punila i organske matrice utječe na svojstva materijala. Kvaliteta veze utječe na otpornost materijala na abraziju (9). Svezujuće sredstvo (organosilani) je bifunkcijska molekula koja na jednom kraju ima silanizirajuću skupinu koja

se veže za hidroksilne skupine anorganskog punila i tvori siloksanske veze. Silanizacija anorganskog punila važna je za otpornost materijala (10). Na drugom kraju nalaze se metakrilne skupine koje se adicijskom polimerizacijom vežu za organsku smolu.

Za kemijsko stvrdnjavajuće smole, kao inicijatori polimerizacije koristili su se benzoil peroksid i terciarni amini. Većina svjetlosno polimerizirajućih kompozita koristi kamfokinon kao inicijator polimerizacije. On ima širok apsorpcijski spektar (400 nm - 500 nm) s vrhuncom apsorpcije između 465 nm i 470 nm. Kamfokinon je postojani žuti prah s neizbjeljivom kromogenom skupinom.

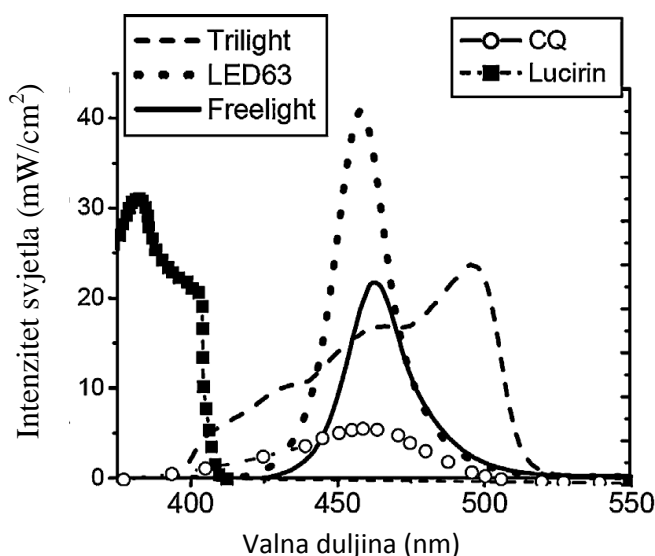


Slika 3. Kamfokinon. Preuzeto s:

<http://sdmag.co.uk/wp-content/uploads/2015/05/Clinical-Bonson-Fig-6-new.jpg>

Kompozitni materijali postižu neželjeni učinak poprimanja žutog pigmenta, čak i nakon polimerizacije s umjerenim količinama kamfokinona. Kako bi poništili taj učinak, neki proizvođači počeli su dodavati druge fotoinicijatore koji djeluju sami ili sinergistički s kamfokinonom (11). Vrhunac apsorpcije ovih spojeva pretežito se nalazi u ultraljubičastom spektru s blagom ekstenzijom na vidljivi spektar svjetla. To je predstavljalo problem LED polimerizirajućim uređajima druge generacije čiji se uzak spektar emitirane svjetlosti nalazi u vidljivom spektru i ima vrhunac na 468 nm (12). Lucirin TPO® je najpoznatiji od gore navedenih „novih“ inicijatora čiji je vrhunac apsorpcije na 385 nm. U posljednjih nekoliko godina, novije LED polimerizirajuće lampe nude širok spektar emitirajuće svjetlosti. Kao

rezultat, moguće je polimerizirati sve dentalne materijale koji to zahtijevaju, bez obzira na fotoinicijator. Od ostalih fotoinicijatora valja spomenuti PPD (Phenyl-PropaneDiol) s vrhuncom apsorpcije na 410 nm, te Ivocerin (Ivoclar®) čiji je vrhunac na 408 nm.



Slika 4. Apsorpcijski spektar kamforkinona i Lucirina. Preuzeto s:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S014296120200532X?via%3Dihub>

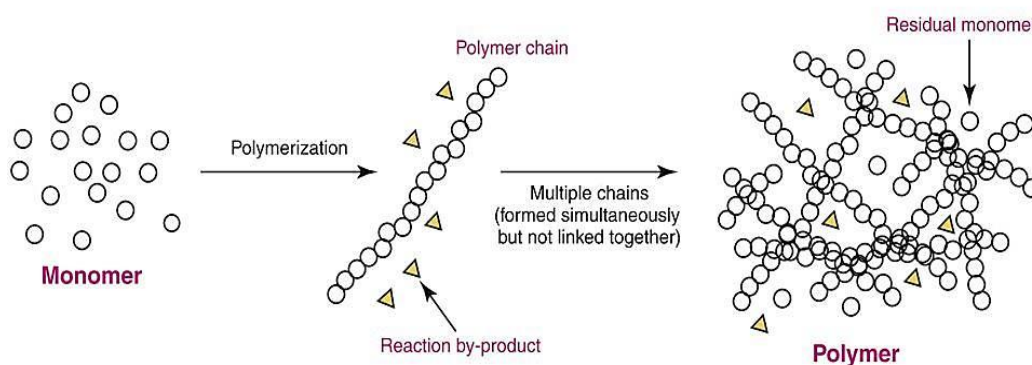
1.1.2. Podjela kompozita

Najčešće rabljena klasifikacija kompozita temelji se na veličini čestica anorganskog punila, a dijele se na tri tipa: konvencionalni (makropunjeni) kompoziti, mikropunjeni kompoziti i hibridni kompoziti. Makropunjeni kompoziti imaju težinski udio čestica punila od 70 do 80 % i veličinu čestica od 20 do 50 μm . Nedostaci su im slaba poliranost i diskoloracija zbog čega se danas rijetko koriste. Mikropunjeni kompoziti imaju težinski udio čestica punila do 60 %, a veličina čestica varira od 0,02 do 0,04 μm . Estetski su vrlo zahvalni ali su nedovoljno otporni na žvačne sile. Hibridni kompozitni materijali objedinjuju kvalitete konvencionalnih i mikropunjenih kompozita sa 70 do 80 % težinskog udjela punila, veličine čestica od 0,04 do 5 μm .

Kompoziti mogu biti u tekućem ili krutom stanju. S obzirom na boje dijele se na caklinske, dentinske, opaker i kompozite za posebne efekte.

1.2. Polimerizacija

Kompoziti prelaze iz plastične faze u polutvrdu fazu kroz proces koji se naziva polimerizacija (spajanje monomera u polimernu mrežu). Monomerne molekule nalaze se na intermolekularnoj udaljenosti od 3-4 Å, a nakon polimerizacije (unutar formirane polimerne mreže) na samo 1,5 Å. To je jedan od uzroka polimerizacijskog skupljanja koje obično iznosi od 1,5 do 5 % (13). Početak ovog procesa uključuje reakciju kojom se stvaraju slobodni radikali. Oni mogu biti rezultat energetske (toplina ili svjetlo) ili kemijske aktivacije. Prilikom svjetlosne aktivacije kamforkinona, on otpušta slobodne radikale koji iniciraju polimerizaciju. Nakon faze inicijacije slijedi faza propagacije u kojoj se sve više monomera veže u polimer. Propagacija se odvija određenom brzinom i zahtijeva energiju. U idealnim uvjetima propagacija se odvija dok se sav monomer ne veže u polimer, ali takav slučaj rijetko imamo u praksi. Adekvatna polimerizacija smatra se glavnim kriterijem za uspješan tretman dentalnim kompozitom. Postiže se odgovarajućim stupnjem konverzije, koji se definira kao postotak dvostrukih ugljikovih veza ($C=C$) pretvorenih u jednostruke ugljikove veze ($C-C$) (14).



Slika 4. Slikovni prikaz procesa polimerizacije. Preuzeto:

<https://pocketdentistry.com/13-polymers-in-prosthodontics/>

1.2.1. Prednosti i nedostaci svjetlosno polimerizirajućih sustava

Svjetlosno polimerizirajući sustavi omogućavaju duže vrijeme rukovanja u odnosu na kemijsko polimerizirajuće sustave. Također, veći stupanj konverzije i manja poroznost garantiraju veću uspješnost tretmana kao i veću stabilnost boje. Ušteda vremena još je jedna od prednosti svjetlosno polimerizirajućih kompozita čija je polimerizacija dovršena nakon osvijetljavanja. Kemijsko polimerizirajući kompoziti završavaju proces polimerizacije unutar 24 sata od primjene.

Mogući nedostaci svjetlosno polimerizirajućih kompozita u usporedbi s kemijsko aktivirajućim kompozitima su nejednolična polimerizacija te opadanje stupnja konverzije prema slojevima u dubljim dijelovima kaviteta s obzirom na otežani prodor polimerizacijskog svjetla.

1.2.2. Polimerizacijsko skupljanje kompozitnih smola

Kompozitne smole skupljaju se od 1,5 do 5 % volumena tijekom polimerizacije zbog vezanja monomera u polimer. Skupljanje mikropunjenih i hibridnih kompozitnih materijala je približno isto, i iznosi oko 3 %.

Dugo se vjerovalo da se svjetlosno polimerizirajuće smole bliže izvoru svjetla prije stvrdnjavaju, ali nedavna istraživanja pokazuju da uvjeti kao što su oblik preparacije i kvaliteta svezane površine zub/ ispun imaju više utjecaja na smjer skupljanja nego položaj izvora svjetla. Također, dugo se vjerovalo da kemijski stvrdnjavajući kompozitni materijali polimeriziraju primarno prema središtu restoracije, no istraživanja pokazuju da ni ovo ne mora biti sasvim točno. Uvjeti svezivanja također utječu na smjer skupljanja kemijski stvrdnjavajućih smola i ovo može uzrokovati da se smola skuplja u smjeru svezanih površina. Drugi smatraju da kemijski aktivirane kompozitne smole prvo polimeriziraju na svezanim površinama zub/smola, jer je smola ovdje ubrzano aktivirana zbog zagrijavanja od zuba i vjerojatno od komponenti dentinskih svezujućih sredstava (15-17).

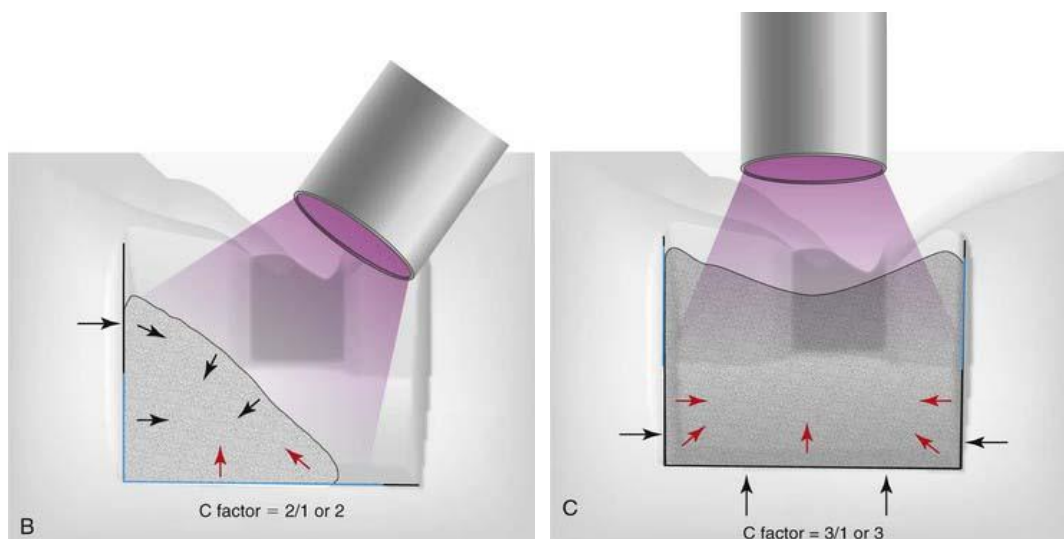
Najčešća posljedica polimerizacijskog skupljanja (Slika 5.) je stvaranje mikropukotine, osobito na mjestima gdje su rubovi kompozitnog ispuna u dentinu ili cementu. Posljedica toga jest postoperativna osjetljivost, rekurentni karijes, rubno obojenje te pulpitis i nekroza pulpe.



Slika 5. Polimerizacijsko skupljanje kompozita. Preuzeto s:

<http://www.dentistrytoday.com/ce-articles/330-managing-stress-with-composite-resin-part-1-the-restorative-tooth-interface>

Konfiguracijski faktor definira se kao omjer vezanih i nevezanih prepariranih površina zuba. Tijekom svjetlosne polimerizacije kompozita, sile skupljanja pri visokom konfiguracijskom faktoru ne mogu se kompenzirati tečenjem kompozita što uzrokuje odvajanje od jedne ili više stijenki



Slike 6. Konfiguracijski faktor. Preuzeto s:

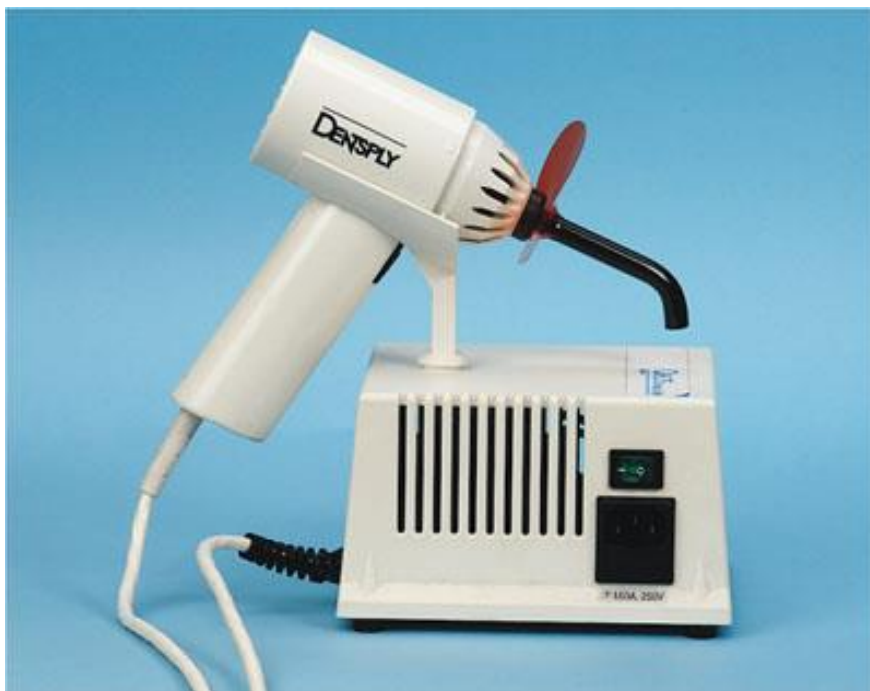
<https://pocketdentistry.com/10-posterior-direct-composites/>

1.3. Polimerizacijski uređaji

U suvremenoj dentalnoj medicini, većina dentalnih kompozita polimerizira se reakcijama iniciranim pomoću vidljivog plavog svjetlosnog spektra. Dostupni su polimerizacijski uređaji temeljeni na različitim fizikalnim principima, a to su: halogeni, plazma i LED izvori svjetlosti. Današnjim zlatnim standardom smatraju se LED polimerizacijski uređaji.

1.3.1. Halogeni polimerizacijski uređaji

Halogena svjetla temeljena su na istoj tehnologiji kao i konvencionalne žarulje uz razliku u temperaturi žarne niti koja je za nekoliko stotina stupnjeva Celzijusa veća kod halogenih izvora svjetla. Zagrijavanjem žarne niti od tungstena (koja djeluje kao otpornik) do temperature od otprilike 2700°C, nastaje plava svjetlost. Užarena žarna nit proizvodi elektromagnetsko zračenje u obliku vidljive svjetlosti kao i veliku količinu infracrvenog zračenja. Neophodno je adekvatno hlađenje ovakvog sistema. Nadalje, halogene svjetiljke su ograničenog vijeka trajanja od otprilike šest mjeseci. Bez obzira na to, pouzdane su i jeftine, te polimeriziraju sve vrste kompozitnih materijala u razumnom vremenu (18).



Slika 7. Halogena lampa za polimerizaciju kompozitnih materijala. Preuzeto s:

<https://pocketdentistry.com/8-dental-curing-lights/>

1.3.2. Plazma polimerizacijski uređaji

Plazma polimerizacijski uređaji predstavljani su s tvrdnjom da će skratiti vrijeme polimerizacije bez utjecaja na mehanička svojstva materijala. Kliničari su ispočetka bili oduševljeni zbog izrazito skraćenog vremena polimerizacije. Ono je u prosjeku iznosilo od 3 do 5 sekundi. Izuzev visoke cijene, jedan od problema kod ovih uređaja je da neki kompoziti, adhezivi i zaštitni lakovi ne polimeriziraju pod izvorom svjetla visokog intenziteta zbog nepodudarnosti između fotoinicijatora i valne duljine emitirane svjetlosti. Čak i u slučaju podudarnosti valnih duljina, kratko vrijeme izlaganja nije dovoljno za potpunu aktivaciju fotoinicijatora u brojnim kompozitnim materijalima (19-21).



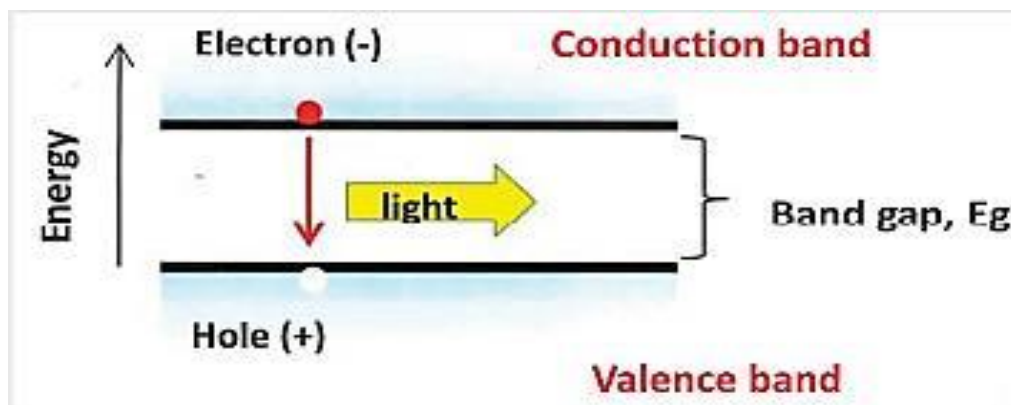
Slika 8. Plazma polimerizacijski uređaj. Preuzeto s:

<https://www.prestigedentalproducts.com/Litex-685-Plasma-ARC-Curing-Light-Dentamerica.html>

1.3.3. LED polimerizacijski uređaji

LED (engl. light emitting diode) svjetla postala su dio svakodnevnog života i nalaze se u širokoj uporabi (sobna svjetla, svjetla na automobilima, ulična rasvjeta). U usporedbi s konvencionalnim svjetlima, LED svjetla su manja i energijski učinkovitija. Stoga su i dentalni polimerizacijski uređaji, bazirani na LED tehnologiji, manji i mogu biti napajani visoko učinkovitim baterijama (22). Poznavanje principa rada tih uređaja može pomoći pri pravilnom korištenju i što učinkovitijoj primjeni u svakodnevnoj praksi.

LED uređaji su fotonski uređaji na bazi poluvodiča u kojima elementarne čestice svjetlosti (fotoni) igraju ključnu ulogu. Oni pretvaraju električnu energiju u optičku radijaciju. Poznato je više od stotinu godina da se svjetlost može generirati ako električna struja prolazi kroz materijal s odstupanjima u smjeru (23). Taj se fenomen zove elektroluminescencija i otkriven je 1907. godine u prirodnom poluvodičkom silicijevom karbidu (24).



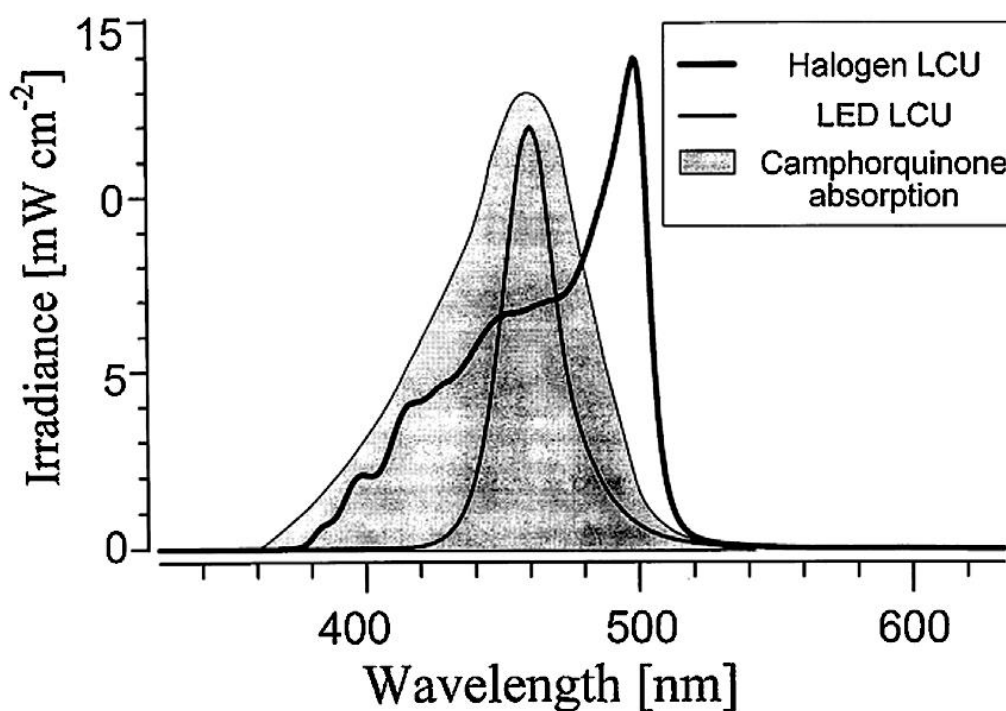
Slika 9. Prikaz principa elektroluminescencije. Preuzeto s:

<https://www.nap.edu/read/18279/chapter/5#36>

Krajem 20. stoljeća, najčešće korišteni polimerizacijski uređaji bile su halogene svjetiljke s filterom za plavo svjetlo. Plavo svjetlo nužno je za inicijaciju polimerizacije kod većine dentalnih materijala. Za realizaciju radikalno novog pristupa LED polimerizacijskih uređaja, bar dva preduvjeta su trebala biti ispunjena. Prvi je dostupnost plave svjetlosti odgovarajuće valne duljine, a drugi je dovoljna snaga emitiranja, kako bi se dentalni materijali mogli polimerizirati u razumnom vremenu (20-40 sekundi) (25, 26). Iako su od 1971. godine bile dostupne plave svijetleće diode s odgovarajućom emisijom valne duljine, njihova je emisija bila premala da bi se koristila u klinici. Ta se situacija promijenila 1994. godine kada

je Nakamura za Nichia Corporation razvio visoko svijetleće LED diode. Od tog trenutka započinje razvoj i znanstveno istraživanje LED fotopolimerizacije dentalnih materijala.

LED polimerizacijski uređaji posjeduju niz prednosti koje ih čine najadekvatnijim za polimerizaciju dentalnih materijala. Njihova tipična širina spektra iznosi od 5 do 20 nm (23). U usporedbi s ostalim polimerizacijskim uređajima, to je izuzetno uzak spektar.



Slika 10. Usporedba spektra emitirane svjetlosti LED i halogenih polimerizacijskih uređaja s apsorpcijskim spektrom kamforkinona. Preuzeto s:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S014296120200532X?via%3Dihub>

Za dentalne materijale koji sadrže više fotoinicijatora s različitim apsorpcijskim spektrom, mogu se primjeniti LED polimerizacijski uređaji s više emitirajućih valnih duljina (27).

Važna karakteristika LED polimerizacijskih uređaja je njihova učinkovitost luminiscencije (omjer količine nastale svjetlosti i količine utrošene električne energije), a govori nam koliko dobro izvor svjela proizvodi vidljivu svjetlost. Izražava se u lmW^{-1} (lumen po vatu). Tipičan iznos učinkovitosti luminiscencije za ove uređaje iznosi oko 60 lmW^{-1} .

Praktičnija mjera, koja se najčešće koristi u tehničkim opisima uređaja, je intenzitet svjetlosti (luminiscencije) koja se izražava u mWcm^{-2} (milivat po centimetru kvadratnom).

Kako bi se materijal (kompozit) adekvatno polimerizirao, minimum intenziteta od 400 mWcm^{-2} mora biti zadovoljen (27).

1.3.3.1. Evolucija komercijalnih LED polimerizacijskih uređaja

Prvi LED polimerizacijski uređaj raspoloživ za tržište pojavio se 2000. godine pod nazivom „LuxOMax“ (28). Bio je to nezgrapan uređaj nalik na olovku, bežičan, i sadržavao je sedam LED dioda. On je jedan od uređaja prve generacije LED polimerizirajućih uređaja. Početni rezultati bili su razočaravajući zbog nezadovoljavajućeg intenziteta svjetla (29). Unatoč negativnim predviđanjima, razvoj prve generacije LED polimerizirajućih uređaja događao se vrlo brzo. Pojavom 3M Elipar™ FreeLight dokazano je da LED polimerizirajući uređaji mogu premašiti potencijal halogenih polimerizirajućih uređaja. Ova generacija koristila je stakleni konusno spojeni optički vodič svjetlosti kako bi se dodatno pojačao intenzitet svjetla.

Drugom generacijom LED polimerizirajućih uređaja smatraju se uređaji koji su umjesto više LED dioda koristili jednu, moćniju diodu, najčešće dizajniranu isključivo za polimerizaciju dentalnih materijala. Prvi uređaji druge generacije pretvarali su oko 10 % električne energije u plavu svjetlost (1400 mW električne energije pretvarali su u 140 mW plave svjetlosti). Napretkom se iskoristivost utrostručila. Primjer LED polimerizacijskog uređaja druge generacije je 3M Elipar™ FreeLight 2. Intenzitet svjetlosti ovog uređaja bio je 1000 mWcm^{-2} , što je 2,5 puta više od njegovog prethodnika u prvoj generaciji (3M Elipar™ FreeLight).

Prva i druga generacija konstruirane su na način da im je vrhunac emitirajućeg spektra u apsorpcijskom spektru kamforkinona koji je fotoinicijator većine dentalnih kompozita. Inkorporacija drugih fotoinicijatora dovela je do razvoja treće generacije LED polimerizacijskih uređaja. Primjer uređaja treće generacije je bluephase 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Principality of Lichtenstein) s dvostrukom emitirajućom valnom duljinom. Sadrži tri plave LED diode i jednu ultraljubičastu diodu, raspoređene u četiri kvadranta. Noviji uređaji imaju metalno kućište koje ujedno služi i za hlađenje uređaja, kako bi se izbjeglo hlađenje po starom principu pomoću ventilatora.

Smatra se da bi daljnja evolucija LED polimerizacijskih uređaja trebala ići u smjeru finog ugađanja, kako bi se osigurao konzistentan spektar emitirajućeg svjetla kroz cijeli vijek

trajanja uređaja i osiguravanje podjednagog intenziteta svjetlosti na cijelom vrhu optičkog vodiča uređaja. Istraživanje je pokazalo manjak homogenosti emitiranog svjetla na kraju optičkog vodiča što rezultira nejednakom polimerizacijom kompozita (30). Napredak je ostvariv i u području vremena trajanja baterije uređaja. Ostaje vidjeti da li će treća generacija uređaja biti manje štetna za vid terapeuta (31).

1.3.3.2. Klinički aspekti korištenja LED polimerizacijskih uređaja

Razumljivo je da kliničari žele što jače polimerizacijske uređaje kako bi uštedjeli što više vremena. Današnji LED uređaji mogu postići intenzitet svjetlosti od 3200 mWcm^{-2} . Ova vrijednost, izolirana od ostalih parametara, označava samo debljinu sloja kompozita koji se može polimerizirati. Povećanjem intenziteta se lagano povećava dubina polimerizacije (dva puta veći intenzitet znači 20 % veću dubinu polimerizacije) (32). Dva puta veći intenzitet svjetlosti znači i dva puta veće zagrijavanje zuba što može biti štetno za zubnu pulpu (33, 34). Osim polimerizacijskog uređaja, egzotermna reakcija polimerizacije kompozita također utječe na pulpu (35).

Kliničke studije pokazale su da su LED polimerizacijski uređaji jednako učinkoviti kao halogeni polimerizacijski uređaji (36, 37). Glavni nedostatak LED polimerizacijskih uređaja koji emitiraju samo jednu valnu duljinu je da ne mogu polimerizirati kompozite koji sadrže i druge fotoinicijatore uz kamforkinon ili umjesto kamforkinona. Taj problem riješen je pomoću LED polimerizacijskih uređaja treće generacije (38). Postoji eksponencijalna povezanost između valne duljine svjetla i njegove dubine prodiranja. Valna duljina je obrnuto proporcionalna dubini prodiranja (39).

LED polimerizacijski uređaji današnji su zlatni standard za svjetlosnu polimerizaciju dentalnih materijala. Pravilnim rukovanjem i korištenjem mogu imati dug vijek trajanja i jako dobre rezultate.



Slika 11. Primjer LED polimerizacijskog uređaja. Preuzeto s:

http://www.globalspec.com/learnmore/optics_optical_components/light_sources/process_uv_lamps_systems

2. CILJ ISTRAŽIVANJA

Cilj ovog istraživanja bio je ispitati intenzitete svjetlosti polimerizacijskih uređaja koji se koriste u ordinacijama dentalne medicine u gradu Splitu i ustanoviti njihovu kliničku učinkovitost.

Nulte hipoteze ovog istraživanja su:

- 1) Intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja u ordinacijama dentalne medicine u gradu Splitu ne zadovoljava minimalne kriterije od 400 mWcm^{-2} .
- 2) LED polimerizacijski uređaji ne prevladavaju u kliničkoj uporabi nad ostalim vrstama polimerizacijskih uređaja.

3. MATERIJALI I METODE ISTRAŽIVANJA

3.1. Prikupljanje i obrada podataka

U ovom istraživanju provedeno je mjerenje intenziteta svjetlosti polimerizacijskih uređaja u ordinacijama dentalne medicine u gradu Splitu pomoću uređaja Ivoclar Bluephase® Meter 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Principality of Lichtenstein). Obrađeno je 68 polimerizacijskih uređaja nasumičnim odabirom bez obzira na starost i vrstu. Jedini uvjet bio je da su uređaji u svakodnevnoj kliničkoj uporabi.



Slika 12. Ivoclar Bluephase® Meter 2.

Ivoclar Bluephase® Meter 2 je uređaj koji mjeri intenzitet svjetlosti dentalnih polimerizacijskih uređaja u rasponu spektra od 385 do 515 nm. Može se koristiti isključivo za uređaje s okruglim vrhom svjetlosnog vodiča. Sa stražnje strane radiometra nalazi se mjerka za mjerenje promjera optičkog vodiča. Nakon izmjerenog promjera koji može biti od 6 do 13 milimetara, taj promjer se unosi u uređaj pomoću tipki „+“ i „-“. Zatim se polimerizacijski uređaj prisloni iznad senzora radiometra i upali na standardan program rada. Radiometar se automatski pali na 300 mWcm^{-2} ili više. Ako se na ekranu uređaja prikaže „MIN“ znači da je intenzitet svjetla ispod 300 mWcm^{-2} . Kako bi rezultati bili vjerodostojni, vrh optičkog vodiča kao i senzor radiometra, moraju biti detaljno očišćeni.

Sva mjerenja izvršio je student 6. godine dentalne medicine uz pomoć doktorice dentalne medicine, specijalistice restaurativne dentalne medicine i endodoncije. Na svakom

uređaju provedena su po tri mjerenja. Svako mjerenje sadržavalo je po tri mjere intenziteta svjetlosti: na početku, na sredini i na kraju korištenog programa polimerizacijskog uređaja. Konačan intenzitet izračunat je kao aritmetička sredina izmjerenih vrijednosti.

Intenzitet svjetlosti od 400 mWcm^{-2} ili više smatra se klinički prihvatljivim. Prilikom mjerenja uzimala se u obzir i vrsta polimerizacijskog uređaja kako bi se utvrdila i klinički najzastupljenija vrsta uređaja. U obzir se uzimala i starost uređaja kao i proizvođač kako bi se doveli u eventualnu korelaciju s podacima o intenzitetu svjetlosti.

3.2. Statistička analiza podataka

U empirijskom dijelu ovog rada testirana je ispravnost polimerizacijskih uređaja. U cilju testiranja postavljenih hipoteza radiometrom je ispitan rad 68 polimerizacijskih uređaja, od kojih je 65 uzeto u obzir. Tri uređaja su zanemarena u daljnjoj analizi jer su jedini primjerci od pojedinog proizvođača, a samim time nemaju statistički značaj.

Korištene su metode statističke obrade podataka, metode grafičkog i tabelarnog prikazivanja, metode deskriptivne statistike, te ANOVA test. Metodama grafičkog i tabelarnog prikazivanja prikazana je zastupljenost raznih modaliteta obilježja promatranih uređaja, dok je ANOVA testom testirana razlika u razmjeru vrijednosti izmjerenog intenziteta i deklarirane vrijednosti uređaja. Metodama deskriptivne statistike izračunate su srednje vrijednosti i pokazatelji raspršenosti u razmjeru vrijednosti izmjerenog intenziteta i deklarirane vrijednosti, kao i starosti promatranih uređaja.

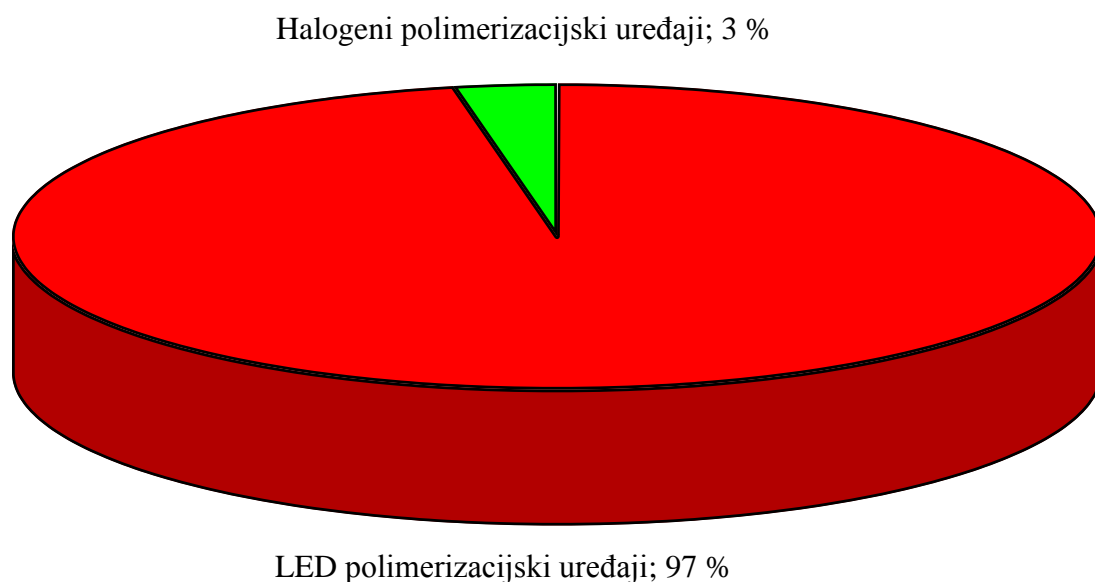
Analiza je rađena u statističkom programu STATISTICA 12. Zaključci su doneseni pri razini značajnosti od 5 % ($P < 0,05$).

4. REZULTATI

Tablica 1. Udio LED i halogenih polimerizacijskih uređaja u istraživanju

	Broj uređaja	%
LED	66	97
Halogen	2	3
Ukupno	68	100

Iz distribucije zastupljenosti se može uočiti da je najveći broj polimerizacijskih uređaja LED vrste (97 %), dok se halogeni uređaji u novije vrijeme ne koriste, zbog čega smo ih i isključili iz daljnjeg tijeka istraživanja. Distribucija zastupljenosti uređaja je prikazana i grafičkim putem strukturnim krugom (Slika 14.).



Slika 13. Grafički prikaz zastupljenosti LED i halogenih polimerizacijskih uređaja.

Tablica 2. Prosječna starost uređaja, standardna devijacija i koeficijent varijacije

	N	Prosjek	St. dev.	Koef. var (%)
Starost uređaja	66	3,63	2,73	74,98

Iz tablice 2. može se uočiti da je prosječna starost uređaja 3,63 godine sa prosječnim odstupanjem od aritmetičke sredine za 2,73 godine. Riječ je o velikoj varijaciji (koeficijent varijacije = 74,98 % >30 %). Starost se kretala u rasponu od 0 do 10 godina.

Tablica 3. Usporedba izmjerenog intenziteta svjetla s deklariranim intenzitetom od proizvođača

	N	Prosjek	St. dev.	Koef. var (%)
Ostvareni mW/cm ² /deklarirani mW/cm ² (%)	66	72,45	19,96	27,55

Iz tablice 3. može se uočiti da vrijednost prosječnog intenziteta emitirane svjetlosti uređaja iznosi 72,45 % deklarirane vrijednosti. Standardna devijacija od 19,96 dovodi do zaključka da stupanj intenziteta u prosjeku ne odstupa značajno od prosječne razine od 72,45 % (koeficijent varijacije = 27,55 % < 30 %).

Tablica 4. Testiranje veze između starosti uređaja i izmjerenog intenziteta svjetlosti, kontrolirajući deklariranu vrijednost intenziteta

		Starost uređaja	mW/cm ²
Starost uređaja	r	1	
	P	/	
mW/cm ²	r	-0,3971	1
	P	0,001	/
ostvareni mW/cm ² /deklarirani mW/cm ² (%)	r	-0,2637	0,9539
	P	0,038	0,00

r - Pearsonov koeficijent korelacije, p - statistički značajna vrijednost. Starost uređaja izražena je u godinama.

Testirajući vezu između starosti uređaja i izmjerenog intenziteta svjetlosti, kontrolirajući deklariranu vrijednost intenziteta, može se utvrditi negativna i statistički značajna veza između starosti uređaja i izmjerenog intenziteta svjetlosti. Dakle, starenjem iznos intenziteta svjetlosti opada, što za posljedicu ima i pad omjera izmjerenog i deklariranog intenziteta.

Da je test ispravno proveden potvrđuje i činjenica da je veza između ostvarenog omjera izmjerenog intenziteta i deklariranog intenziteta funkcionalno pozitivno povezana sa izmjerenim intenzitetom, što je dokazano Pearsonovim koeficijentom korelacije koji iznosi 0,9539.

U nastavku rada rađena je analiza uređaja s obzirom na minimalno potreban intenzitet svjetlosti za polimerizaciju od 400 mW/cm^2 .

Tablica 5. Udio uređaja koji su zadovoljili minimalne uvjete od 400 mW/cm^2 i onih koji nisu

	N	%
Da	64	96,97
Ne	2	3,03
Ukupno	66	100,00
N – broj uređaja		

Iz tabličnog prikaza se može uočiti da od promatranih 66 uređaja, 2 nisu ostvarila minimalan potreban intenzitet svjetlosti. Oba uređaja su proizvođača Faro Poliled.

U testiranju su ispitani LED uređaji većeg broja proizvođača. Najveći broj uređaja korištenih u testiranju su od proizvođača Ivoclar Vivadent (23,81 %). Tri uređaja su zanemarena u daljnjoj analizi jer su jedini primjerci od pojedinog proizvođača, a samim time nemaju statistički značaj.

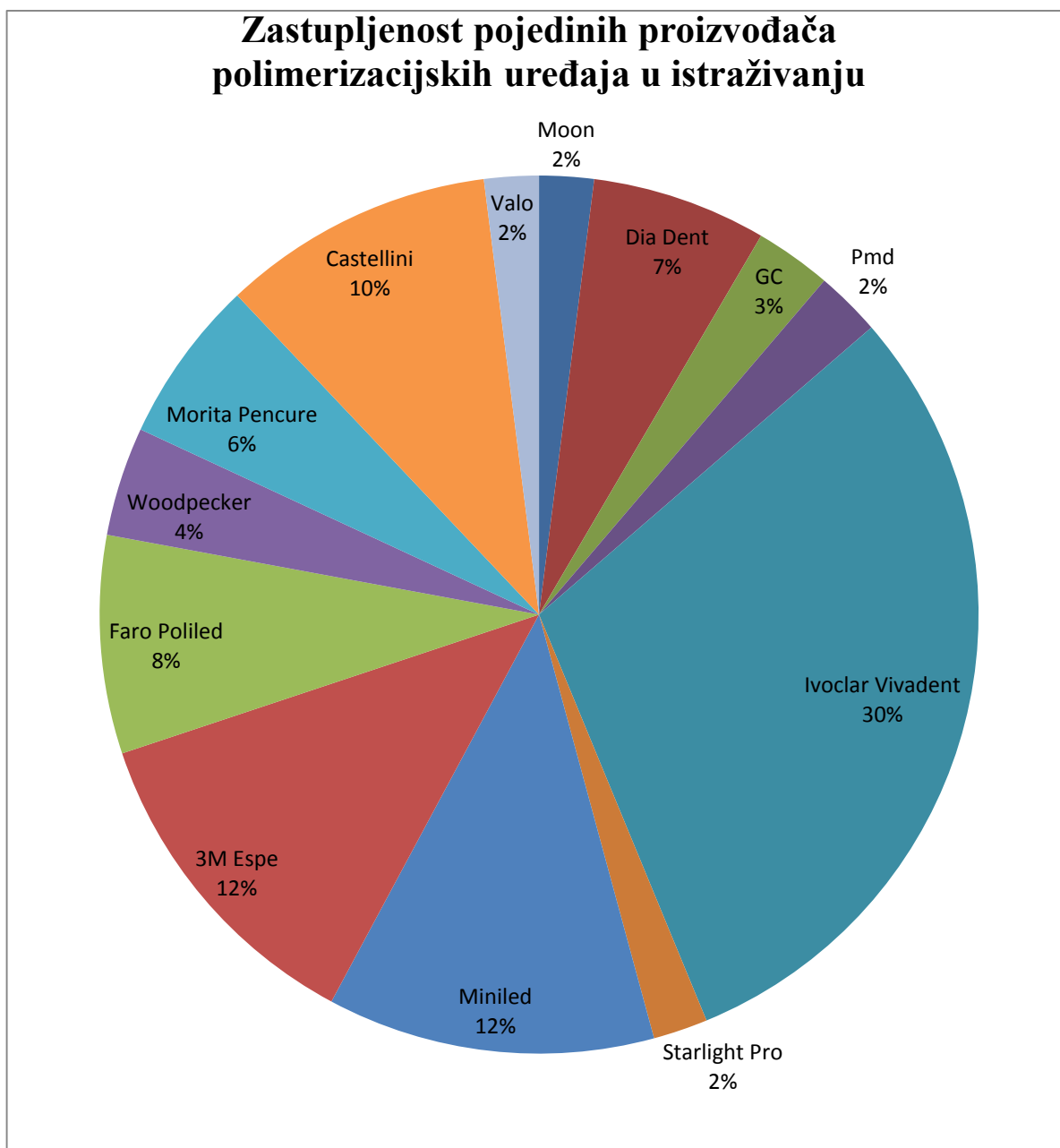
Najveći broj uređaja korištenih u testiranju imao je intenzitet od 50 % do 60 % deklariranog intenziteta. Uočeno je da niti jedan proizvođač ne održava razinu intenziteta prema deklariranoj. U prosjeku, najviša razina intenziteta je utvrđena kod proizvođača Castellini 96,25 %, dok je najniža utvrđena kod proizvođača Moon 30,96 %.

Tablica 6. Podjela testiranih polimerizacijskih uređaja po proizvođačima i njihovo odstupanje od deklariranih vrijednosti (veće ili manje od 30 %)

	Odstupanje > 30 %	Odstupanje < 30 %	Ukupno
Moon %	1 100,00 %	0 0,00 %	1
Dia dent %	6 100,00 %	0 0,00 %	6
GC %	10 90,91 %	1 9,09 %	11
Pmd %	2 100,00 %	0 0,00 %	2
Ivoclar Vivadent %	2 13,33 %	13 86,67 %	15
Starlight Pro %	1 100,00 %	0 0,00 %	1
Miniled %	2 33,33 %	4 66,67 %	6
3M Espe %	2 33,33 %	4 66,67 %	6
Faro Poliled %	0 0,00 %	4 100,00 %	4
Woodpecker %	0 0,00 %	2 100,00 %	2
Morita Pencure %	0 0,00 %	3 100,00 %	3
Castellini %	0 0,00 %	5 100,00 %	5
Valo %	0 0,00 %	1 100,00 %	1
Ukupno	26	37	63

Uređaji su podijeljeni u 2 skupine, i to na one čiji intenzitet odstupa više od 30 % od deklarirane vrijednosti i uređaje čiji intenzitet odstupa manje od 30 % od deklarirane vrijednosti.

Iz tablice 6. može se uočiti da veći broj uređaja proizvođača GC ima intenzitet manji od 70 % od deklarirane vrijednosti, dok svi uređaji proizvođača Moon, Dia Dent, Pmd i Starlight Pro imaju intenzitet manji od 70 % od deklarirane vrijednosti.



Slika 14. Grafički prikaz zastupljenosti pojedinih proizvođača polimerizacijskih uređaja u istraživanju.

5. RASPRAVA

Ispravno funkcioniranje i prikladan intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja nužni su za dugotrajnost kompozitnih ispuna. Postupno opadanje intenziteta svjetlosti polimerizacijskih uređaja tijekom godina može rezultirati nedovoljnom polimerizacijom (40). Nakon procesa polimerizacije, klinički nije moguće utvrditi jesu li se dublji slojevi kompozita polimerizirali. Upravo zbog toga, potrebna je redovita kontrola intenziteta svjetlosti polimerizacijskih uređaja.

Na uzorku od 66 polimerizacijskih uređaja, rezultati ovog istraživanja su pokazali da 3,03 % polimerizacijskih uređaja nije zadovoljilo minimalni intenzitet od 400 mW/cm^2 . Od svih ispitivanih uređaja, čak 97 % činili su LED, a samo 3 % halogeni polimerizacijski uređaji. Na području Republike Hrvatske rađeno je još jedno istraživanje na sličnu temu.

U istraživanju na području grada Zagreba, Matošević i suradnici pronašli su podjednaku zastupljenost LED i halogenih uređaja, dok je čak 34 % polimerizacijskih uređaja pokazalo intenzitet emitirane svjetlosti manji od 300 mW/cm^2 (41).

Za stvrđnjavanje gornje plohe kompozitnog sloja dovoljno je 20 sekundi polimerizacije s intenzitetom od 200 mW/cm^2 . Za isti stupanj polimerizacije dva milimetra ispod površine, potrebno je 120 sekundi polimerizacije s intenzitetom od 300 mW/cm^2 . Isto istraživanje pokazalo je da se učinkovita polimerizacija na dnu kaviteta kroz sloj materijala od dva milimetra postiže tek nakon 40 sekundi s intenzitetom od 400 mW/cm^2 , nakon 30 sekundi s 500 mW/cm^2 ili 20 sekundi sa 600 mW/cm^2 (42). Ovi podaci dovode nas do zaključka da se optimalna polimerizacija kroz cijelu debljinu sloja može postići čak i ako polimerizacijski uređaj ima nizak intenzitet svjetla (ali nikako niži od 300 mW/cm^2), ako se proces polimerizacije odvija dovoljno dugo. No, u vezi s razumnim vremenom polimerizacije, dolazimo do zaključka da intenzitet od 400 mW/cm^2 treba uzeti kao minimum intenziteta polimerizacijskog svjetla.

Istraživanja u kojima se proučavao intenzitet svjetla polimerizacijskih uređaja provedena su također u Kanadi (43), Izraelu (44), Japanu (45), Australiji (46), Saudijskoj Arabiji (47), Pakistanu (48), te dvije studije u Indiji (49, 50). Kanadsko istraživanje iz 2005. pokazalo je da 30 % halogenih polimerizacijskih uređaja u privatnim ordinacijama ima intenzitet niži od 400 mW/cm^2 . Jedan od zaključaka tog istraživanja je bio da od kompozitnih smola polimeriziranih 40 sekundi svakim od 214 polimerizacijskih uređaja, samo 10 % dostigne željenu relativnu tvrdoću od najmanje 80 % (43). U Australiji je 1998. godine 53 % od 214 halogenih polimerizacijskih uređaja bilo neučinkovito. Približno 27 % zabilježilo je intenzitet svjetlosti od 200 mW/cm^2 ili manji, što je razina koja se smatra neadekvatnom za

polimeriziranje sloja kompozitne smole od 2 mm (46). Pilo i suradnici su 1999. kao granicu postavili vrijednost od 200 mW/cm^2 , te objavili da je 33 % polimerizacijskih uređaja u Tel Avivu imalo očitavanje niže od navedene vrijednosti, a svi ispitivani uređaji bili su halogeni. Izmjerili su rad 130 polimerizacijskih uređaja iz 107 ordinacija (44). Miyazaki i suradnici su 1998. za ispitivanje isključivo halogenih uređaja uzeli najviši prag intenziteta svjetlosti, koji je iznosio 500 mW/cm^2 , a 42 % uređaja od ukupno 105 nije zadovoljilo taj uvjet. Intenzitet svjetlosti mjerili su upotrebom Quantum Radiometer LI-189 na valnoj duljini od $470 \pm 40 \text{ nm}$ (45). 2012. godine u Saudijskog Arabiji provedeno je istraživanje u urbanim i ruralnim područjima. Istraživanje je obuhvatilo tri stomatološka centra u urbanim područjima i dva u ruralnim područjima, od kojih su svi bili dijelovi jedne zdravstvene ustanove koja pruža stomatološke usluge. Rezultati istraživanja pokazali su da 66,7 % LED i 32 % halogenih uređaja u ruralnim područjima zadovoljavaju uvjete, dok 70,5 % LED i 49 % halogenih uređaja u urbanim područjima zadovoljavaju uvjete. 52 % ispitivanih uređaja bilo je halogeno, dok je 48 % uređaja bilo LED. Intenzitet svjetlosti 140 polimerizacijskih uređaja mjeren je laboratorijskom spektrometrijom (47). Farhan Raza Khan i suradnici proveli su ispitivanje 2011. godine na 29 halogenih uređaja u Pakistanu. Mjerenja su rađena pomoću Cure-Rite meter-a. Od 29 uređaja, 14 ih je imalo intenzitet svjetla ispod 300 mW/cm^2 (48). U Indijskoj regiji Maharashtra rađena je istraživanje na 200 polimerizacijskih uređaja, od kojih je 81 uređaj bio LED, a 119 uređaja bilo je halogeno. L.E.D Radiometer (Kerr) je korišten za mjerenje intenziteta. Rezultati su izrazito poražavajući jer je samo 10 % LED i 2 % halogenih uređaja imalo intenzitet veći od 400 mW/cm^2 . Većina ispitanih uređaja imala je niski izlazni intenzitet u rasponu od 200 do 400 mW/cm^2 , a većina uređaja imala je složene nakupine kompozita na njima. (49). U drugom istraživanju rađenom u indijskom gradu Nellore, ispitivanje je provedeno na 100 polimerizacijskih uređaja u 100 privatnih ordinacija, od čega je bilo 84 LED i 16 halogenih uređaja. Intenzitet izlaznog svjetla mjeren je pomoću digitalnog radiometra (Ivoclar). 43,75 % halogenih uređaja i 13,1 % LED uređaja imali su intenzitet svjetlosti manji od 400 mW/cm^2 (50).

Uzevši u obzir rezultate navedenih studija rezultati dobiveni u našem istraživanju pokazuju da su ordinacije u gradu Splitu opremljene dobrim i ispravnim polimerizacijskim uređajima. Taj je podatak izrazito važan jer unatoč dobrim fizikalnim i mehaničkim svojstvima te izvrsnim estetskim svojstvima, nepolimerizirani kompozit može izazvati neke nuspojave. Nuspojave mogu varirati od pojave patoloških lezija u usnoj šupljini do određenih poremećaja u drugim dijelovima organizma. Kontaktni stomatitis je jedna od lokalnih

reakcija na povećanu koncentraciju monomera. Klinički se vidi kao bijele, nekrotične lezije na sluznici usne šupljine koje mogu biti male, višestruke lezije ili veliki ulkusi koji oponašaju aftozni stomatitis. Nazalni olfaktorni epitel je također ciljno tkivo, a degeneracija sluznice i nekroza se prijavljuju pri niskim koncentracijama ishlapjelog monomera. Para monomera nadražuje i dublje dijelove dišnog sustava. Ponovljeno udisanje može biti štetno, a može rezultirati iritacijom pluća i ozbiljnim poremećajima središnjeg živčanog sustava (52). Nepolimerizirani monomer iz kompozita također usporava rast i proliferaciju stanica zubne pulpe, što je dokazano citometrijskim testom (53).

Rezultati ovog istraživanja također su pokazali da se starenjem smanjuje intenzitet emitirane svjetlosti polimerizacijskih uređaja. Do istog zaključka došli su Maan M. AlShaafi i suradnici u Saudijskoj Arabiji, kao i Koppolu Madhusudhana i suradnici u Indiji, te Martin u Australiji (46, 47, 50).

Točnost radiometara u prošlosti je dovedena u pitanje (51). Preciznost radiometra Bluephase[®] koji je korišten u ovom istraživanju uspoređena je s integrirajućom Ulbrichtovom kuglom te je utvrđeno da su oba postupka pouzdana. Prednost korištenog mjerača intenziteta svjetlosti u odnosu na ostale uređaje jest u tome što može mjeriti polimerizacijske uređaje s različitim promjerima svjetlosnih izvoda (41).

6. ZAKLJUČAK

Temeljem ovog istraživanja može se zaključiti:

1. LED polimerizacijski uređaji postali su zlatni standard u kliničkoj uporabi na području grada Splita s obzirom da je ovim istraživanjem utvrđen omjer od 97 % LED polimerizacijskih uređaja naspram samo 3 % halogenih polimerizacijskih uređaja.
2. Utvrđeno je da samo 3,03 % ispitanih uređaja na području grada Splita ne zadovoljava minimalan intenzitet emitirane svjetlosti od 400 mW/cm^2 .
3. Prosječna starost polimerizacijskih uređaja na području grada Splita iznosi 3,63 godine sa standardnom devijacijom od 2,73 godine. Utvrđeno je da starost polimerizacijskih uređaja utječe na iznos intenziteta emitirane svjetlosti. Stariji uređaji imali su lošije rezultate.
4. Omjer izmjereneog intenziteta svjetlosti polimerizacijskih uređaja i intenziteta deklariranog od proizvođača u prosjeku iznosi 72,45 % sa standardnom devijacijom od 19,96 %.

7. POPIS CITIRANE LITERATURE

1. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66:57-64.
2. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011;27(1):39-52.
3. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000;12(6):300-8.
4. Goncalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res.* 2008;87(4):367-71.
5. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998;14(1):51-6.
6. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):642-9.
7. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
8. Šutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Grafički Zavod Hrvatske. Zagreb; 1988.
9. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res A.* 2000;53(4):353-61.
10. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater.* 2003;19(3):206-11.
11. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.* 1999;15(2):120-7.
12. Husson R, Caux Y, Maquin M. [The compressive angular matrix (C.A.M.)]. *Rev Odontostomatol (Paris).* 1986;15(5):385-9.
13. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005;21(1):36-42.
14. Anusavice KJ, Jadaan OM, Esquivel-Upshaw JF. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. *Dent Mater.* 2013;29(11):1132-8.
15. Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002;29(7):662-7.

16. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent*. 2003;28(5):628-34.
17. Civelek A, Ersoy M, L'Hotelier E, Soyman M, Say EC. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent*. 2003;28(5):635-41.
18. Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Rev Clin Periodontol Implantol Rehabil Oral* 2013; 6:148-53.
19. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig*. 2000;4(3):140-7.
20. Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*. 2002;27(1):30-7.
21. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*. 2001;32(5):401-5.
22. N Grandjean. LED light sources (light for the future). *J. Phys. D: Appl. Phys*. 2010. 43 350301
23. Sze SM, Ng KK. *Physics of semiconductor devices*. 3rd ed. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience; 2007. x, 815 p. p.
24. Round H. A note on carborundum. *El World*. 1907;49:309.
25. Mills R. Blue light emitting diodes – another method of light curing? *Br Dent J*. 1995;178:69.
26. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*. 1999;186(8):388-91.
27. Cao D. Light for use in activating light-activated materials, the light having a plurality of light emitting semiconductor chips emitting light of differing peak wavelengths to provide a wide light spectrum profile. Patent US 2002/0190659
28. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res*. 2010;92(2):470-8.

29. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*. 2002;193(8):459-63; discussion 5.
30. Price RB, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(2):86-101.
31. WT Ham Jr HM, JJ Ruffolo, AM Clarke. Sensitivity of the retina to radiation damage as a function of wavelength. *Photochem Photobiol*. 1979;29:735-43.
32. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater*. 1994;13(2):198-205.
33. Zach L, Cohen G. Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;19:515-30.
34. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater*. 1999;15(4):275-81.
35. Uhl A MR, Jandt KD. Polymerisation and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*. 2003;24:1809-20.
36. Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G, Dayangac B. The effects of different light-curing units on the clinical performance of nanofilled composite resin restorations in non-carious cervical lesions: 3-year follow-up. *J Adhes Dent*. 2010;12(3):231-6.
37. Krishnaswamy NR, Sunitha C. Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: a 15-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(4):518-23.
38. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent*. 2012;40(7):577-84.
39. dos Santos GB, Alto RV, Filho HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. *Dent Mater*. 2008;24(5):571-6.
40. Poulos JG, Styner DL. Curing lights: changes in intensity output with use over time. *Gen Dent*. 1997;45(1):70-3.
41. Matošević D, Pandurić V, Janković B, Knežević A, Klarić E, Tarle Z. Intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja u ordinacijama dentalne medicine u Zagrebu, Hrvatska. *Acta Stomatol Croat*. 2011;45(1):31-40.
42. Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent*. 2001;26(5):460-6.

43. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Soliman O, Kermalli J, et al. Efficacy of halogen photopolymerization units in private dental offices in Toronto. *J Can Dent Assoc.* 2005;71(8):587.
44. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent.* 1999;27(3):235-41.
45. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent.* 1998;23(2):50-4.
46. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent.* 1998;26(3):239-43.
47. Alshaafi MM. Evaluation of light-curing units in rural and urban areas. *Saudi Dent J.* 2012;24(3-4):163-7.
48. Khan FR, Rahman M, Jamille A, Hussain SS, Umer F. Composite curing units used in academic dental institutions of Karachi. *J Coll Physicians Surg Pak.* 2011;21(12):784.
49. Hegde V, Jadhav S, Aher GB. A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra. *J Conserv Dent.* 2009;12(3):105-8.
50. Madhusudhana K, Swathi TV, Suneelkumar C, Lavanya A. A clinical survey of the output intensity of light curing units in dental offices across Nellore urban area. *SRM J Res Dent Sci.* 2016;7(2):7:64-8.
51. Hansen EK, Asmussen E. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res.* 1993;101(2):115-9.
52. Gosavi SS, Gosavi SY, Alla RK. Local and Systemic Effects of Unpolymerised Monomers. *Dent Res J (Isfahan).* 2010; 7(2): 82–87.
53. Li N, Miao X, Takakuwa M, Sato K, Sato A. Effect of dental material HEMA monomer on human dental pulp cells. *Artif Cells Blood Substit Immobil Biotechnol.* 1999. 27(1):85-90.

8. SAŽETAK

Cilj: Cilj ovog istraživanja bio je ispitati intenzitete emitirane svjetlosti polimerizacijskih uređaja u gradu Splitu, te ustanoviti njihovu kliničku učinkovitost (minimum od 400 mWcm² mora biti zadovoljen).

Materijali i metode: U istraživanju je izmjerena intenzitet emitirane svjetlosti na 68 polimerizacijskih uređaja u gradu Splitu koji su bili nasumično birani. Mjerenje je provedeno pomoću radiometra Ivoclar Bluephase[®] Meter 2. Svako mjerenje sastojalo se od po tri mjerenja intenziteta svjetlosti: na početku, na sredini i na kraju korištenog programa polimerizacijskog uređaja. Intenzitet emitirane svjetlosti svakog uređaja mjerio se tri puta, a konačan rezultat je aritmetička sredina svih rezultata. U obzir se uzimala starost, proizvođač i vrsta polimerizacijskog uređaja.

Rezultati: Istraživanjem je ustanovljeno da se na području grada Splita u 97 % slučajeva koriste LED polimerizacijski uređaji, a samo u 3 % slučajeva halogeni polimerizacijski uređaji. Također, utvrđena je veza između starosti polimerizacijskih uređaja i intenziteta svjetlosti. Prosječna starost je 3,63 godine. Stariji uređaji pokazuju pad intenziteta emitirane svjetlosti. Postavljeni minimum intenziteta od 400 mW/cm² nije zadovoljilo 3,03 % uređaja. Izmjereni intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja u prosjeku iznosi 72,45 % intenziteta deklariranog od proizvođača.

Zaključak: Rezultati ovog istraživanja dovode nas do zaključka da su LED polimerizacijski uređaji postali zlatni standard u kliničkoj praksi dentalne medicine na području grada Splita. Vrlo mali broj istraživanih uređaja nije zadovoljio minimalne kriterije u vidu intenziteta emitirane svjetlosti. Ipak, postoje velika odstupanja od vrijednosti intenziteta emitirane svjetlosti deklariranih od strane proizvođača, posebno kod starijih polimerizacijskih uređaja.

9. SUMMARY

Diploma thesis title: Examination of the light intensity output of light curing devices in dental offices in the city of Split.

Objectives: Purpose of this study was to determine and evaluate light intensity output of light curing devices in dental offices located in the city of Split.

Materials and methods: 68 randomly chosen light curing devices were examined in this study. Evaluation of the results was based on the minimum intensity output of 400 mWcm^2 needed for adequate composite curing. Measuring of the intensity was conducted by Ivoclar Bluephase® Meter 2. Intensity output of every light curing device was measured three times provided that each measuring was divided into three separate measures at the start, in the middle, and at the end of the light curing program. Result (intensity output of the curing light) was an arithmetic mean of the taken measures. Type, manufacturing date and manufacturer of the light curing devices were also taken into consideration.

Results: LED light curing devices are used in 97 % of dental offices in the city of Split, whereas halogen light curing devices are used in only 3 % of dental offices. Also, the relationship between the manufacturing date of light curing devices and the intensity of light was established. The average age of the light curing devices is 3,63 years. Older devices show a decrease in the light intensity output. 3,03 % of the light curing devices examined could not provide the minimum light intensity output of 400 mW/cm^2 . The average light intensity output of the light curing devices is 72,45 % of that declared by the manufacturer.

Conclusion: According to the results of this study, use of LED light curing devices can be considered as the gold standard in dental offices in the city of Split. A very small number of investigated devices did not meet the minimal criteria for adequate light curing in terms of light intensity output. Furthermore, we found that the light intensity output values of light curing devices measured in this study differed significantly from the values declared by the manufacturer, especially considering the older curing devices.

Ime i prezime: Ante Dundić

Datum i mjesto rođenja: 8. prosinca 1992., grad Split, Republika Hrvatska

Državljanstvo: Hrvatsko

Adresa stanovanja: Dubrovačka 63, 21000 Split, Republika Hrvatska

Telefon: +385912124441

E-mail adresa: antedundic92@gmail.com

IZOBRAZBA

- 1999. – 2007. Osnovna škola „Manuš“
- 2007. – 2011. Srednja škola: IV. Gimnazija Split
- 2011. – 2017. Medicinski fakultet u Splitu, integrirani studij „Dentalna medicina“

MATERINSKI JEZIK

- Hrvatski jezik

OSTALI JEZICI

- Engleski jezik – tečno
- Njemački jezik – osnovno

AKTIVNOSTI

- Demonstrator na katedri Restaurativna dentalna medicina s endodoncijom na kolegijima:
- Restaurativna dentalna medicina I 2014./2015.
- Restaurativna dentalna medicina II 2015./2016.
- Endodoncija I 2015./2016.